

**JP3944448**

Publication Title:

BLOOD MEASURING DEVICE

Abstract:

Abstract of JP 2004194908

(A) PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a blood measuring device capable of measuring the concentration of hemoglobin.

---

Courtesy of <http://v3.espacenet.com>

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 公開特許公報(A)

(11) 特許番号

特開2004-194908  
(2004-194908)

(43) 公開日 平成16年7月15日(2004.7.15)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>  
A 61 B 5/145F I  
A 61 B 5/14 310データマコード(参考)  
4 C03 8

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 24 頁)

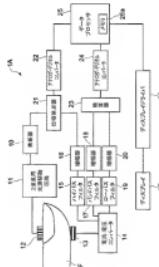
(21) 出願番号 特許2002-367127(2002-367127)  
(22) 出願日 平成14年12月18日(2002.12.18)(71) 出願人 000235436  
浜松ホトニクス株式会社  
静岡県浜松市西野町1126番地の1  
(74) 代理人 100038136  
弁理士 長谷川 芳樹  
(74) 代理人 100038901  
弁理士 堀田 辰也  
(74) 代理人 100038236  
弁理士 今崎 史朗  
(72) 発明者 三輪 光義  
静岡県浜松市西野町1126番地の1 浜  
松ホトニクス株式会社内  
(72) 発明者 清上 信幸  
静岡県浜松市西野町1126番地の1 浜  
松ホトニクス株式会社内  
F ターム(参考) 40338 KK01 KL05 KL07 KN02

(54) 【発明の名称】血液濃度装置

## (55) 【要約】

【課題】ヘモグロビンの濃度を測定することができる血  
液濃度装置を提供することを課題とする。【解決手段】動脈血中のヘモグロビンを光学的に測定す  
る血液濃度装置(ハルスオキシメータ)1 Aであって、  
第1波長の第1検査光(赤外光)及び第2波長の第2検  
査光(赤色光)を強度変調した第1入射光及び第2入射  
光を生体(指)内の動脈に向け入射する光入射手段  
1 0, 1 1, 1 2と、生体外から出た第1波長の第1檢  
査光及び第2波長の第2検査光を検出する検出手段1 3  
と、第1検査光及び第2検査光に基づいてヘモグロビン  
の酸素飽和度を算出するとともに第1検査光又は第2検  
査光の強度変調と動脈収縮時との位相変化に基づいて  
動脈収縮時と動脈収縮時との光路長の変化を算出し、  
酸素飽和度及び光路長の変化に基づいてヘモグロビンの濃  
度を算出する処理手段(データプロセッサ)2 5とを備  
えることを特徴とする。

【選択図】 2



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

動脈血中へモグロビンを光学的に測定する血流測定装置であって、第1波長の第1検査光を強度変調した第1入射光を生体内の動脈に向けて入射する第1入射手段と、

第1波長とは異なる第2波長の第2検査光を変調した第2入射光を生体内の動脈に向けて入射する第2入射手段と、

前記生体内から出た第1波長の第1検出光を検出する第1検出手段と、

前記生体内から出た第2波長の第2検出光を検出する第2検出手段と、

前記第1検出光及び前記第2検出光に基づいてヘモグロビンの酸素飽和度を算出するとともに前記第1検出光又は前記第2検査光の動脈脈搏時と動脈収縮時との変化に基づいて動脈脈搏時と動脈収縮時との光路長変化を算出し、前記酸素飽和度及び前記光路長の変化に基づいてヘモグロビンの濃度を算出する処理手段とを備えることを特徴とする血流測定装置。

## 【請求項2】

動脈血中へモグロビンを光学的に測定する血流測定装置であって、

第1波長の第1検査光を強度変調した第1入射光を生体内の動脈に向けて入射する第1入射手段と、

第1波長とは異なる第2波長の第2検査光を強度変調した第2入射光を生体内の動脈に向けて入射する第2入射手段と、

前記生体内から出た第1波長の第1検出光を検出する第1検出手段と、

前記生体内から出た第2波長の第2検出光を検出する第2検出手段と、

前記第1検出光及び前記第2検出光に基づいてヘモグロビンの酸素飽和度を算出するとともに前記第1検出光又は前記第2検査光の動脈脈搏時と動脈収縮時との位相差変化に基づいて動脈脈搏時と動脈収縮時との光路長の変化を算出し、前記酸素飽和度及び前記光路長の変化に基づいてヘモグロビンの濃度を算出する処理手段とを備えることを特徴とする血流測定装置。

## 【請求項3】

動脈脈搏時及び動脈収縮時の前記第1入射光と前記第1検出光との位相差又は及び動脈脈搏時及び動脈収縮時の前記第2入射光と前記第2検出光との位相差を検出する位相検出手段を備え、

前記処理手段では、前記位相検出手段で検出した動脈脈搏時の位相差及び動脈収縮時の位相差に基づいて、前記第1検査光又は前記第2検査光の動脈脈搏時と動脈収縮時との位相差変化を算出することを特徴とする請求項2に記載する血流測定装置。

## 【請求項4】

前記第1検出光及び前記第2検出光の強度変調成分を通過させる第1フィルタと、

前記第1検出光及び前記第2検出光の動脈の脈搏に起因する成分を通過させる第2フィルタと、

前記第1検出光及び前記第2検出光の血流成分を通過させる第3フィルタとを備えることを特徴とする請求項2又は3に記載する血圧測定装置。

## 【請求項5】

動脈血中へモグロビンを光学的に測定する血流測定装置であって、

第1波長の第1検査光をパルス駆動した第1入射光を生体内の動脈に向けて入射する第1入射手段と、

第1波長とは異なる第2波長の第2検査光をパルス駆動した第2入射光を生体内の動脈に向けて入射する第2入射手段と、

前記生体内から出た第1波長の第1検出光を検出する第1検出手段と、

前記生体内から出た第2波長の第2検出光を検出する第2検出手段と、

前記第1検出光及び前記第2検出光に基づいてヘモグロビンの酸素飽和度を算出するとともに

しに前記第1検光部又は前記第2検光部の检测部延時と检测部延時との時間変化に基づいて動脈部脈搏と動脈取縮時との光沿長の変化を算出し、前記濃度飽和度及び前記光沿長の変化に基づいてヘモグロビンの濃度を算出する想起手段とを備えることを特徴とする直液測定装置。

#### 【請求項1】

動脈部脈搏及び動脈取縮時との前記第1入射光の入射時間と前記第1検出光の検出時間との時間差又は前記第2入射光の入射時間と前記第2検出光の検出時間との時間差又は前記第1動脈部脈搏時及び動脈取縮時との前記第2入射光の入射時間と前記第2検出光の検出時間との時間差を検出する時間检测手段とを備え、前記想起手段では、前記時間检测手段及び動脈部脈搏時と動脈取縮時との時間変化を算出することを特徴とする請求項1に記載する直液測定装置。

#### 【請求項2】

前記第1検出光及び前記第2検出光の光強度を積分する積分手段と、前記積分手段における積分強度で形成される波から動脈の脈搏に起因する成分を通過させる第4フィルタと、前記積分手段における積分強度で形成される波から直液成波を通過させる第5フィルタとを備えることを特徴とする請求項1又は2に記載する直液測定装置。

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【0001】

##### 【発明とする技術分野】

本発明は、動脈血中のヘモグロビンの濃度を測定する直液測定装置に関する。

##### 【0002】

##### 【従来の技術】

貧血検査は、スポーツ選手のみならず、一般の人でも健康管理する指標として重要である。貧血検査は、動脈血中のヘモグロビンの濃度を測定する検査であり従来、採血による方法が採られている。採血は、医療機関等の感染の懼れがあったり、病院や保健所等に時間が必要があり、有資格者にしか引けなかったり、あるいは、検査結果がでるまでに時間が要したなど、様々な問題がある。

##### 【0003】

そこで、採血による方法ではなく、光学的な方法による直液測定装置が開発されている。このような直液測定装置の中には、動脈血中のヘモグロビンを測定する装置もあり、例えば、非侵襲的にヘモグロビンを測定する「パルスオキシメータ」がある。パルスオキシメータは、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンにおける赤色光と赤外光に対する吸光度の違いを利用してヘモグロビンの濃度と和度を測定する装置である。このパルスオキシメータの一般的な構成は、例えば、特許文献1に開示されている。この他にも、光学的な直液測定装置について開示している文献がある（例えば、特許文献2～4参照）。

##### 【0004】

##### 【特許文献1】

特開平5-269116号公報

##### 【特許文献2】

特開平11-1323号公報

##### 【特許文献3】

特許第2750023号公報

##### 【特許文献4】

特開昭50-128387号公報

##### 【0005】

##### 【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、従来のパルスオキシメータでは、C W (Continuous Wave: 連続波) 光を用いているので、動脈の脈搏による動脈血管管径の変化を検出することができない。そのため、従来のパルスオキシメータでは、ヘモグロビンの濃度を測定することができなかった。

## 【 0 0 0 6 】

そこで、本発明は、ヘモグロビンの濃度を測定することができる血液測定装置を提供することを課題とする。

## 【 0 0 0 7 】

## 【課題】解決するための手段】

本発明に係る血液測定装置は、動脈血中のヘモグロビンを光学的に測定する血液測定装置であって、第1波長の第1検査光を変調した第1入射光を生体内の動脈に向けて入射する第1光入射手段と、第1波長とは異なる第2波長の第2検査光を変調した第2入射光を生体内の動脈に向けて入射する第2光入射手段と、生体から出た第1波長の第1検出光を検出する第1検出手段と、生体から出た第2波長の第2検出光を検出する第2検出手段と、第1検出光及び第2検出光に基づいてヘモグロビンの濃度を算出するとともに第1検査光又は第2検査光の動脈拡張時と動脈収縮時との変化に基づいて動脈拡張時と動脈収縮時との光路長の変化を算出し、濃度を算出及び光路長の変化に基づいてヘモグロビンの濃度を算出する限り手段とを備えることを特徴とする。

## 【 0 0 0 8 】

この血液測定装置では、酸化ヘモグロビンに対する吸光度の大きい第1波長の第1検査光（例えば、赤外光）を変調し、その変調された第1入射光を生体内の動脈に向けて入射し、生体から出た第1波長の光を検出する。また、血液測定装置では、還元ヘモグロビンに対する吸光度の大きい第2波長の第2検査光（例えば、赤外光）を変調し、その変調された第2入射光を生体内の動脈に向けて入射し、生体から出た第2波長の光を検出する。そして、血液測定装置では、第1検査光に含まれる脈動に起因する成分と血流成分に基づいてヘモグロビンの濃度を算出する。また、血液測定装置では、動脈拡張時と動脈収縮時と動脈収縮時と動出光に含まれる脈動に起因する成分と血流成分に基づいてヘモグロビンの濃度を算出する。また、血液測定装置では、第2検査光に含まれる脈動に起因する成分と血流成分に基づいてヘモグロビンの濃度を算出する。そして、血液測定装置では、ヘモグロビンの濃度を算出及び光路長の変化に基づいてヘモグロビンの濃度を算出する。

## 【 0 0 0 9 】

本発明に係る血液測定装置は、動脈血中のヘモグロビンを光学的に測定する血液測定装置であって、第1波長の第1検査光を強度変調した第1入射光を生体内の動脈に向けて入射する第1光入射手段と、第1波長とは異なる第2波長の第2検査光を強度変調した第2入射光を生体内の動脈に向けて入射する第2光入射手段と、生体から出た第1波長の第1検出光を検出する第1検出手段と、第1波長及び第2波長を基づいてヘモグロビンの濃度を算出するとともに第1検査光又は第2検査光の動脈拡張時と動脈収縮時との位相変化に基づいて動脈拡張時と動脈収縮時との光路長の変化を算出し、濃度を算出及び光路長の変化に基づいてヘモグロビンの濃度を算出する限り手段とを備えることを特徴とする。

## 【 0 0 1 0 】

この血液測定装置では、酸化ヘモグロビンに対する吸光度の大きい第1波長の第1検査光（例えば、赤外光）をサンプル等によって強度変調し、その強度変調された第1入射光を生体内の動脈に向けて入射し、生体から出た第1波長の光を検出する。また、血液測定装置では、還元ヘモグロビンに対する吸光度の大きい第2波長の第2検査光（例えば、赤外光）をサンプル等によって強度変調し、その強度変調された第2入射光を生体内の動脈に向けて入射し、生体から出た第2波長の光を検出する。そして、血液測定装置では、第1検査光に含まれる脈動に起因する成分と血流成分に基づいてヘモグロビンの濃度を算出する。また、血液測定装置では、動脈拡張時と動脈収縮時と動脈収縮時と動出光に含まれる脈動に起因する成分と血流成分に基づいてヘモグロビンの濃度を算出する。また、血液測定装置では、動脈拡張時と動脈収縮時と動脈収縮時と動出光に含まれる脈動に起因する成分と血流成分に基づいてヘモグロビンの濃度を算出する。また、血液測定装置では、動脈拡張時と動脈収縮時との光路長の変化（動脈血管径の変化）を算出する。そして、血液測定装置では、ヘモグロビンの濃度を算出する限り手段とを備えることを特徴とする。

## 【 0 0 1 1 】

本発明の上記直液測定装置は、動脈拍張時及び動脈取縮時の第1入射光と第1検出光との位相差又は/及び動脈拍張時及び動脈取縮時の第2入射光と第2検出光との位相差を検出する位相差検出手段と、処理手段では、位相差検出手段で検出した動脈拍張時の位相差及び動脈取縮時の位相差に基づいて、第1検出光又は第2検査光の動脈拍張時と動脈取縮時の位相差を算出するように構成して下さい。

## 【 0 0 1 2 】

この直液測定装置では、動脈拍張時の第1入射光と第1検出光の強度変調成分との位相差及び動脈取縮時の第1入射光と第1検出光の強度変調成分との位相差を検出し、又は/及び、動脈拍張時の第2入射光と第2検出光の強度変調成分との位相差及び動脈取縮時の第2入射光と第2検出光の強度変調成分との位相差を検出する。そして、この直液測定装置では、動脈拍張時の位相差と動脈取縮時の位相差により動脈拍張時の検出光と動脈取縮時の検出光との位相差を算出する。

## 【 0 0 1 3 】

本発明の上記直液測定装置は、第1検出光及び第2検出光の強度変調成分を通過させる第1フィルタと、第1検出光及び第2検出光が動脈の脈動に因する成分を通過させる第2フィルタと、第1検出光及び第2検出光の直流成分を通過させる第3フィルタとを備える構成として下さい。

## 【 0 0 1 4 】

この直液測定装置では、第1フィルタによって第1検出光及び第2検出光から強度変調成分を抽出し、第1入射光と第1検出光の強度変調成分との位相差又は/及び第2入射光と第2検出光の強度変調成分との位相差を検出する。また、この直液測定装置では、第2フィルタによって第1検出光及び第2検出光から直流成分を抽出する第3フィルタとによって第1検出光及び第2検出光から直流成分を抽出し、その動脈の脈動に起因する成分を直流成分で除算した除算値を算出し、その除算値からヘモグロビンの濃度を算出する。

## 【 0 0 1 5 】

本発明の直液測定装置では、動脈血中のヘモグロビンを光学的に測定する直液測定装置であって、第1波長の第1検査光がバルス駆動した第1入射光を生体内の脈動に向けて入射する第1入射光手段と、第1波長とは異なる第2波長の第2検査光をバルス駆動した第2入射光を生体内の脈動に向けて入射する第2入射光手段と、生体から出た第1波長の第1検出光を検出する第1検出手段と、生体から出た第2波長の第2検出光を検出する第2検出手段と、第1検出光及び第2検出光に基づいてヘモグロビンの濃度範囲を算出するとともに第1検査光又は第2検査光の動脈拍張時と動脈取縮時との時間変化に基づいて動脈拍張時と動脈取縮時との光路長の変化を算出し、濃度範囲及び光路長の変化に基づいてヘモグロビンの濃度を算出する処理手段とを備えることを特徴とする。

## 【 0 0 1 6 】

この直液測定装置では、酸化ヘモグロビンに対する吸光度の大きさ(第1波長の第1検査光(例えば、赤外光)をバルス駆動し、バルス光からなる第1入射光を生体内の脈動に向けて繰り返し入射し、生体から出た第1波長の光を検出する。また、直液測定装置では、還元ヘモグロビンに対する吸光度の大きい第2波長の第2検査光(例えば、赤色光)をバルス駆動し、バルス光からなる第2入射光を生体内の脈動に向けて繰り返し入射し、生体から出た第2波長の光を検出する。そして、直液測定装置では、第1検査光の検出光量の変化の脈動に起因する成分と直流成分及び第2検査光の検出光量の変化の脈動に起因する成分と直流成分に基づいてヘモグロビンの濃度を算出する。また、直液測定装置では、動脈拍張時の検出光と動脈取縮時の検出光との時間変化から動脈拍張時と動脈取縮時との光路長の変化(動脈管径の変化)を算出する。そして、直液測定装置では、ヘモグロビンの濃度を算出する。

## 【 0 0 1 7 】

本発明の上記直液測定装置は、動脈拍張時及び動脈取縮時の第1入射光の入射時間と第1

検出光の検出時間との時間差又は、及び動脈拡張時及び動脈収縮時の第2入射光の入射時間と第2検出光の検出時間との時間差を検出する時間検出手段を備え、気管手術では、時間検出手段で検出した動脈拡張時の時間差及び動脈収縮時の時間差に基づいて、動脈拡張時と動脈収縮時の時間変化を検出する構成としてもよい。

#### 【0018】

この血流測定装置では、動脈拡張時の第1入射光の入射時間と第1検出光の検出時間との時間差及び動脈収縮時の第1入射光の入射時間と第1検出光の検出時間との時間差を検出し、又は、及び、動脈拡張時の第2入射光の入射時間と第2検出光の検出時間との時間差及び動脈収縮時の第2入射光の入射時間と第2検出光の検出時間との時間差を検出する。そして、この血流測定装置では、動脈拡張時の時間差と動脈収縮時の時間差とにより動脈拡張時の検出光と動脈収縮時の検出光との時間変化を求める。

#### 【0019】

本発明の上記血流測定装置は、第1検出光及び前記第2検出光の光強度を積分する積分手段と、積分手段における積分強度で形成される波から動脈の脈動に起因する成分を通過させる第1フィルタと、積分手段における積分強度で形成される波から直流成分を通過させる第2フィルタを備える構成としてもよい。

#### 【0020】

この血流測定装置では、積分手段によって第1検出光の検出光量及び第2検出光の検出光量を求めて、そして、この血流測定装置では、第1フィルタによって積分手段から通過される第1検出光の検出光量の時間変化及び第2検出光の検出光量の時間変化から動脈の脈動に起因する成分を抽出するとともに第2フィルタにより積分手段から抽出される第1検出光の検出光量の時間変化及び第2検出光の検出光量の時間変化から直流成分を抽出し、その動脈の脈動に起因する成分を直流成分で除算した除算値を求める、その除算値からヘモグロビンの酸素飽和度を算出する。

#### 【0021】

なお、第1波長は、酸化ヘモグロビンに対する吸光度の大きい波長であり、例えば、赤外光の波長である。第2波長は、還元ヘモグロビンに対する吸光度の大きい波長であり、例えば、赤色光の波長である。

#### 【0022】

##### 【発明の実施の形態】

以下、実施を参考して、本発明に係る血流測定装置の実施の形態を説明する。

#### 【0023】

本発明は、非侵襲的にヘモグロビン酸素飽和度及びヘモグロビン濃度を測定するするために、ヘモグロビンの濃度の算出に必要な動脈収縮時の動脈血管径と動脈拡張時の動脈血管径との比に相当する動脈収縮時と動脈拡張時の光路長差を求める構成を有する。そのために、本発明では、2つ異なる波長の検出光を強度調節して生体内的動脈に向かって入射させ、動脈を通した光の動脈収縮時と動脈拡張時の位相変化から光路長差を求める。また、本発明では、2つ異なる波長の検出光をバルス駆動して生体内的動脈に向かって入射させ、動脈を通した光の動脈収縮時と動脈拡張時の時間変化から光路長差を求める。

#### 【0024】

本実施の形態では、本発明に係る血流測定装置を、動脈血流中のヘモグロビンの酸素飽和度及びヘモグロビン濃度を非侵襲的に測定する2つの形態のバルスオキシメータに適用する。第1の実施の形態に係るバルスオキシメータは、赤色光及び青色光を強度変調して指に入射し、指から出た光の動脈収縮時と動脈拡張時の位相変化を求めるための手段を備えている。一方、第2の実施の形態に係るバルスオキシメータは、赤色光及び青色光をバルス駆動して指に入射し、指から出た光の動脈収縮時と動脈拡張時の時間変化を求めるための手段を備えている。

#### 【0025】

本実施の形態に係るバルスオキシメータについて説明する前に、図7乃て図10を参照し

て、パルスオキシメータの原理について説明しておく。図7は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光スペクトルである。図8は、パルスオキシメータにおける吸光度を示す寸圧である。図9は、パルスオキシメータにおけるヘモグロビンの酸素飽和度に対する赤色及び赤外光の吸収を示す図である。図10は、パルスオキシメータにおける反射光の光強度と検出光の光強度との関係を示す図であり、(a)が強度脈動時であり、(b)が強度脈動時ではない。

期数別取引

血漿は、ヘモグロビンの作用によって、鉄素を多く含むほど明るい赤色となり、鉄素が少ないと暗い赤い色になる。明るい赤色の血液は、赤色光をよく通し、赤外光を通過し難い。肺では、細胞が赤色光、波長の吸収度が高く、明るい赤色となる血管は赤色光を透過し難く、細胞が暗い赤色である還元ヘムoglobin（ヘム）の吸光度が示している。赤色ヘムoglobinは、赤外光（4.90 nm附近）に対する吸光度が大きく、赤外光を通過し難く、赤色光を透過し易い。一方、還元ヘムoglobinは、赤色光（6.60 nm附近）に対する吸光度が大きく、赤色光を透過し難く、赤外光を透過し易い。

10027

また、吸盤は、強制的運動によって変化する。図1は、強制運動している場合の生体内部の組織、静脈血、動脈直までの光度変化示している。組織での吸光度（X部分）及び静脈血での吸光度（Y部分）は、時間に随く、一定である。しかし、動脈直での吸光度（Z部分）は、強制に応じて変化する。これは、脈動に応じて動脈管が収縮と弛張を繰り返すため、吸収率に応じて動脈管における光路長が長くなり、血流量が大きくなり吸光度が小さくなり、一方、弛張時には動脈管における光路長が長くなり、血流量の増加により吸光度が大きくなるからである。

〔0028〕

さらに、図9には、動脈血に含まれるヘモグロビンの濃度飽和度 ( $SaO_2$ ) が0%、8%、5%、100%の場合の赤色光 (6.0 nm) と赤外光 (9.4 nm) との吸収X部の反射強度及びその赤色光/赤外光反射強度に対する外光の反射強度比 ( $R/R'$ ) を示している。9%から8%よりも、赤色光の吸収が大幅に大きい(赤色光/赤外光反射強度が大きいほど)、飽和度が小さく(すなわち、還元ヘモグロビンが多い)、赤外光の吸収強度が大きいほど(赤外光の吸光度が大きいほど)、飽和度が大きい(すなわち、酸化ヘモグロビンが多い)。つまり、パルスオキシメータでは、赤色光を多く検出しているほど飽和度が大きくなり、赤外光を多く検出しているほど飽和度が小さい。

【0029】

バルスオキシメータでは、上記に示す酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンにおける赤色光と赤外光に対する吸光度の違い及び動脈の脈動による吸光度の変化を利用して、ヘモグロビンの酸素飽和度を測定している。以下に、バルスオキシメータにおけるヘモグロビンの酸素飽和度の算出式について説明する。

0030

例えば、以下に示す測定式では、図10-10のように、バルスオキシメータで指F(生体)に第1波長(9.40 nm)の入射光(赤外光)と第2波長(6.60 nm)の入射光(赤外光)とを重ねさせ、動脈ARを測定した後に指Fから出光を検出した場合の入射光の光強度 $I_{\text{入}}$ と検出光の光強度 $I_{\text{出}}$ とを用いて、式(10-10)を用いて計算する。測定式は、指F(生体)に示す動脈収縮時の光強度 $I_{\text{A}}$ と指F(生体)に示す動脈拡張時の光強度 $I_{\text{B}}$ とを用いて、式(10-11)を用いて計算する。測定式は、指F(生体)に示す動脈収縮時の光強度 $I_{\text{A}}$ と指F(生体)に示す動脈拡張時の光強度 $I_{\text{B}}$ とを用いて、式(10-11)を用いて計算する。測定式は、指F(生体)に示す動脈収縮時の光強度 $I_{\text{A}}$ と指F(生体)に示す動脈拡張時の光強度 $I_{\text{B}}$ とを用いて、式(10-11)を用いて計算する。

卷之三十一

第1波長の入射光を入射した場合、動脈収縮時における光が通る測定系全体（指Pの組織、静脈、動脈血管を含む）の吸光度、 $\alpha_1$  は、以下に示す式（1）によって求められる。

$$\text{また、第1波長の入射光を入射した場合、動脈拡張時における光が通る測定系全体の吸光度、} \alpha_2 \text{ は、以下式の(2)によって求められる。なお、第2波長の入射光を入射した場合の吸光度} \alpha_3 \text{ は、} \alpha_1 \text{ と(1)の式によって求められる。}$$

【0032】

【数1】

$$A_{1\alpha} = 1 \circ g \frac{I_{1\alpha}}{I_{1\sigma}} = A_{1\beta} + A_{1\sigma} = A_{1\beta} + E_1 C D \dots \quad (1)$$

$$A_{1\beta} = 1 \circ g \frac{I_{1\beta}}{I_{1\sigma}} = A_{1\beta} + A_{1\sigma} = A_{1\beta} + E_1 C (D + \Delta D) \dots \quad (2)$$

A<sub>1α</sub> : 測定系全体の吸光度（第1波長、動脈収縮時）A<sub>1β</sub> : 測定系全体の吸光度（第1波長、動脈拡張時）I<sub>1α</sub> : 第1入射光の光強度（第1波長）I<sub>1σ</sub> : 第1検出光の光強度（第1波長、動脈収縮時）I<sub>1β</sub> : 第1検出光の光強度（第1波長、動脈拡張時）A<sub>1β</sub> : 動脈血管以外（組織、静脈血管）の吸光度（第1波長）A<sub>1σ</sub> : 動脈血管の吸光度（第1波長、動脈収縮時）A<sub>1β</sub> : 動脈血管の吸光度（第1波長、動脈拡張時）E<sub>1</sub> : 吸光係数（第1波長）

C : 動脈血液中のヘモグロビン濃度

D : 収縮時の動脈血管径（動脈血管内での最小時の光路長）

ΔD : 拡張時の動脈血管径と収縮時の動脈血管径との差

（動脈血管内での最大時の光路長と最小時の光路長との差）

【0033】

式（1）と式（2）から、第1波長の場合の動脈拡張時の吸光度と動脈収縮時の吸光度との変化分ΔA<sub>1</sub>は、以下に示す式（3）によって求められる。なお、第2波長の場合の動脈拡張時の吸光度と動脈収縮時の吸光度との変化分ΔA<sub>2</sub>も、式（3）と同様の式によつて求められる。

【0034】

【数2】

$$\Delta A_1 = A_{1\beta} - A_{1\alpha} = E_1 C \Delta D = 1 \circ g \frac{I_{1\beta}}{I_{1\sigma}} - 1 \circ g \frac{I_{1\alpha}}{I_{1\sigma}}$$

$$= 1 \circ g \left( \frac{I_{1\beta}}{I_{1\sigma}} \times \frac{I_{1\sigma}}{I_{1\alpha}} \right) = 1 \circ g \frac{I_{1\beta}}{I_{1\alpha}} \dots \quad (3)$$

ΔA<sub>1</sub> : 動脈拡張時の吸光度と動脈収縮時の吸光度との変化分（第1波長）

【0035】

ここで、第1波長の場合の動脈収縮時の検出光の光強度I<sub>1α</sub>と動脈拡張時の検出光の光強度I<sub>1β</sub>との変化分ΔI<sub>1</sub>（式（4））とは、以下に示す式（5）の関係が成立する。したがって、第1波長の場合の動脈拡張時の吸光度と動脈収縮時の吸光度との変化分ΔA<sub>1</sub>は、以下に示す式（6）で表すことができる。同様に、第2波長の場合の動脈拡張時の吸光度と動脈収縮時の吸光度との変化分ΔA<sub>2</sub>は、以下に示す式（7）で表すことができる。

【0036】

【数3】

$$I_{1\alpha} - I_{1\beta} = \Delta I_1 \cdots \cdots (4)$$

$$I_{1\alpha} > > \Delta I_1 \cdots \cdots (5)$$

$$\begin{aligned} \Delta A_1 &= E_1 C \Delta D = I_{1\alpha} g \frac{I_{1\alpha}}{I_{1\alpha} - \Delta I_1} \\ &\approx I_{1\alpha} g \left( 1 + \frac{\Delta I_1}{I_{1\alpha} - \Delta I_1} \right) \approx \frac{\Delta I_1}{I_{1\alpha}} \cdots \cdots (6) \end{aligned}$$

$$\Delta A_2 = \frac{\Delta I_2}{I_{2\alpha}} \cdots \cdots (7)$$

$\Delta I_1$  : 第1検出光の動脈拡張時の光強度と動脈収縮時の光強度との変化分 (第1波長)

$\Delta I_2$  : 第2検出光の動脈拡張時の光強度と動脈収縮時の光強度との変化分 (第2波長)

$\Delta A_1$  : 動脈拡張時の吸光度と動脈収縮時の吸光度との変化分 (第1波長)

$\Delta A_2$  : 動脈拡張時の吸光度と動脈収縮時の吸光度との変化分 (第2波長)

$I_{1\alpha}$  : 第2検出光の光強度 (第2波長、動脈収縮時)

【0037】

そして、第1波長の場合の動脈拡張時の吸光度と動脈収縮時の吸光度との変化分  $\Delta A_1$  と第2波長の場合の動脈拡張時の吸光度と動脈収縮時の吸光度との変化分  $\Delta A_2$  の比  $\Delta A$  は、以下に示す式 (8) で表される。さらに、式 (8) から、ヘモグロビンの酸素飽和度  $Y$  は、以下に示す式 (9) で表される。

【0038】

【数4】

$$\Delta A = \frac{\Delta A_2}{\Delta A_1} = \frac{I_{2\alpha}}{I_{1\alpha}} = \frac{(E_{2Hb} (1 - Y) + E_{2HbO_2} Y) C \Delta D}{(E_{1Hb} (1 - Y) + E_{1HbO_2} Y) C \Delta D} \cdots \cdots (8)$$

$$Y (\%) = \frac{E_{2Hb} - E_{1Hb} \Delta A}{(E_{1HbO_2} - E_{1Hb}) - (E_{2HbO_2} - E_{2Hb}) \Delta A} \times 100 \cdots \cdots (9)$$

$\Delta A$  : 吸光度の変化分の第1波長と第2波長との比

$E_{1Hb}$  : 吸光係数 (第1波長、還元ヘモグロビン)

$E_{2Hb}$  : 吸光係数 (第2波長、還元ヘモグロビン)

$E_{1HbO_2}$  : 吸光係数 (第1波長、酸化ヘモグロビン)

$E_{2HbO_2}$  : 吸光係数 (第2波長、酸化ヘモグロビン)

$Y$  : ヘモグロビンの酸素飽和度 (%)

【0039】

したがって、パルスオキシメータでは、式 (6) に示す (第1波長の動脈収縮時の検出光の光強度と動脈拡張時の検出光の光強度との変化分  $\Delta I_1$  / 動脈収縮時の第1波長の検出光の光強度  $I_{1\alpha}$ ) 及び式 (7) に示す (第2波長の動脈収縮時の検出光の光強度と動脈拡張時の検出光の光強度との変化分  $\Delta I_2$  / 動脈収縮時の第2波長の検出光の光強度  $I_{2\alpha}$ ) を求め、第1波長の場合の動脈収縮時の吸光度と動脈収縮時の吸光度との変化分  $\Delta A_1$  及び第2波長の場合の動脈収縮時の吸光度と動脈収縮時の吸光度との変化分  $\Delta A_2$  を算出し、さらに、その比  $\Delta A$  を算出することによって、ヘモグロビンの酸素飽和度  $Y$  を算出する。

【0040】

ここで、動脈血管内を流れる光は直進とみなし、動脈血管内の光路長が動脈血管径に等しいとする。というのは、動脈血管内では直進光度が非常に高いため、少しでも散乱された光は吸収され、パルスオキシメータの検出部には散乱光が到達しないと考えられるから

らである。したがって、散乱の影響を殆ど受けない直進した光のみを検出器に到達するところのみなすことができる。そのため、動脈血管内での最大時の光路長と最小時の光路長との差は、拡張時の動脈血管径と収縮時の動脈血管径との差  $\Delta D$  とみなすことができる。

K0941

10042

### 【数5】

$$C = \frac{\Delta I_1}{\frac{1}{1+\sigma} (E_{\text{imb}}(1-Y) + E_{\text{imb} \rightarrow Y} \Delta D)} \quad \dots \quad (10)$$

$$C = \frac{\Delta I_2}{(E_{2\text{Hb}}(1-Y) + E_{2\text{HbO}_2}Y)\Delta D}, \quad \dots \quad (11)$$

10043

さらに、算出したヘモグロビンの濃度純度Yと濃度Cによって、酸化ヘモグロビンの濃度C<sub>1</sub>と還元ヘモグロビンの濃度C<sub>2</sub>とを以下に示す式(12)と式(13)で算出することができる。

10044

【数6】

$$C_0 = C \times \frac{Y}{100} \dots \quad (12)$$

$$C_8 = C - C_0 \dots \quad (13)$$

C.：酸化ヘモグロビン濃度

$C_R$ ：還元ヘモグロビン濃度

10045

それでは、図1を参照して、本実施の形態に係るパルスオキシメータ1について説明する。図1は、パルスオキシメータの外観図である。

10046

バルスシグナル1は、装置本体2とプロトコル3を備えたり、装置本体2とプロトコル3とがゲート4で接続されている。バルスシグナル1では、プロトコル3に接続されたり指4に向かって赤色光(6.60 nm)と赤外光(9.40 nm)とを照射され、指Fを通じた赤色光(6.60 nm)と赤外光(9.40 nm)とを検出する。さらに、バルスシグナル2は、装置本体2において、その検出した赤色光(6.60 nm)と赤外光(9.40 nm)とについて、モグロビンの吸収濃度と吸光度(%)、ヘモグロビン濃度(Hb:  $g/dl$ )を表示する。ちなみに、図1に示す表示部2にはバーストモード(バルス)と表示しているが、これは第2の実施例において係るバルスシグナルにおけるバルス駆動時の部分割りの発光バルスである。なお、バルスシグナル1では、酸化ヘモグロビンの濃度及び蛋白モグロビンの濃度を求める表示が表示されるようにしてもらら。

## 【00471】

装置本体2は、各種回路、データプロセッサ、ディスプレイドライバ、ディスプレイ等を備えている。装置本体2は、プローブ3の光波を搬送するとともに、プローブ3で検出した検出光に各種処理を施す。そして、装置本体2では、その検出光に基づくデータを用いてヘモグロビンの酸素飽和度及び濃度を算出し、ヘモグロビンの酸素飽和度及び濃度を表示する。

## 【0048】

プローブ3は、光路、検出器等を備えている。プローブ3では、光路から指Fに向かって赤色光及び赤外光を射出し、検出器で指Fを通過した赤色光及び赤外光を受光する。プローブ3は、前面に開口部3aを有し、その内部に指Fを挿入できる挿入穴(図示せず)を有している。

## 【0049】

第1の実験の形態について説明する。図1乃至図3を参照して、第1の実験の形態に係るパルスオキシメータ1Aの構成について説明する。図2は、第1の実験の形態に係るパルスオキシメータ1Aの構成である。図3は、図2のパルスオキシメータ1Aにおける光波形であり、(a)が入射光の波形であり、(b)が動脈収縮時の小动脉光の波形であり、(c)が動脈拡張時の小动脉光の波形である。

## 【0050】

パルスオキシメータ1Aは、第1検査光としての赤外光(940 nm)及び第2検査光としての赤色光(660 nm)をサイン波強度変調し、その強度変調した赤外光の1入射光及び赤色光の2入射光及び赤色光(第2入射光)を発射する。そして、パルスオキシメータ1Aでは、指Fから出した赤外光及び赤色光(第2検査光)を検出し、その第1検査光及び第2検査光に基づいてヘモグロビンの酸素飽和度及び濃度を算出する。そのために、パルスオキシメータ1Aは、発振器10、2波長用光路駆動回路11、光源12、検出器13、電流一定正弦波発生器14、ハイパスフィルタ15、増幅器16、バンドパスフィルタ17、増幅器18、ローパスフィルタ19、増幅器20、位相検波器21、アナログデジタルコンバータ22、映像器23、アナログデジタルコンバータ24、データプロセッサ25、ディスプレイドライバ26、ディスプレイ27を備えている。なお、光源12及び検出器13がプローブ3に設けられ、それ以外のものと装置本体2に設けられる。

## 【0051】

なお、第1の実験の形態では、発振器10、2波長用光路駆動回路11及び光源12が第1入射手段及び第2入射手段に相当し、検出器13が第1検出手段及び第2検出手段に相当し、ハイパスフィルタ15が第1フィルタに相当し、バンドパスフィルタ17が第2フィルタに相当し、ローパスフィルタ19が第3フィルタに相当し、位相検波器21が位相検出手段に相当し、データプロセッサ25が処理手段に相当する。

## 【0052】

発振器10は、赤外光及び赤色光を強度変調するためのサイン波を発生させる発振器である。サイン波の周波数は、歎吸の頻度に応じて周波数より高い周波数である10 MHz～1GHzの間の周波数とする。

## 【0053】

2波長用光路駆動回路11は、光源12を駆動する回路である。2波長用光路駆動回路11では、光源12から赤外光及び赤色光を発生させ、発振器10で発生したサイン波により赤外光及び赤色光を各々強度変調し、強度変調した第1入射光(赤外光)及び第2入射光(赤色光)を生成する。第1入射光と第2入射光とは、図3(a)に示す光波形を有し、同じ光強度を有する。なお、第1入射光と第2入射光とは、同一の位相でもよいし、あるいは、異なる位相でもよい。

## 【0054】

光源12は、940 nmの波長を有する赤外光と660 nmの波長を有する赤色光とを発生する2個の光源からなり、例えは、レーザダイオードや発光ダイオード等で構成される。

光路 1 では、発生した赤外光及び赤色光が 2 極長光調制回路 11 に上って各々強度変調され、赤外光からなる第1入射光及び赤色光からなる第2入射光を指Fに向かって各々射出する。

## 【0055】

検出器 13 は、9.40 nm の波長を有する赤外光と 6.60 nm の波長を有する赤色光とを光電変換する 2 個の光電変換素子からなり、例えば、フォトダイオードや光電子倍増管等で構成される。検出器 13 では、指Fから出た赤外光(第1検出光)及び赤色光(第2検出光)を受光し、その光強度に応じた電流量に各々変換する。

## 【0056】

第1検出光及び第2検出光は、生体中(指F)での散乱及び吸収によって、第1入射光あるいは第2入射光に対して位相がずれるとともに光強度が減少する。第1検出光と第2検出光とは、図3 (b)、(c)に示すよう同様の光波形を有し、生体中(指F)の組織及び肺臓血による直流成分(1α、1β)と、肺臓の脈動による周波数成分(PWα、PWβ(呼吸の波))と、強度変調成分(SWα、SWβ(実験の波))とが合成された波形となっている。さらには、第1検出光及び第2検出光は、ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて光強度が変化する。第1検出光の光強度が大きい場合にはヘモグロビンの酸素飽和度が小さく、第2検出光の光強度が大きい場合にはヘモグロビンの酸素飽和度が大きい。

## 【0057】

動脈収縮時には、第1検出光及び第2検出光は、肺臓血管管径が最小となるので、光路長が短くなり、図3 (b)に示すように、第1入射光あるいは第2入射光に対して位相ずれ(φα)が最小となるとともに、血流量の減少によって光吸収が減少し、検出される光強度が最大となる。動脈弛緩時には、第1検出光及び第2検出光は、肺臓血管管径が最大となるので、光路長が長くなり、図3 (c)に示すように、第1入射光あるいは第2入射光に対して位相ずれ(φβ)が最大となるとともに、血流量の増加によって光吸収が増加し、検出される光強度が最小となる。

## 【0058】

電流-電圧コンバータ 14 は、検出器 13 から出力される第1検出光の光強度に応じた電流及び第2検出光の光強度に応じた電流を電圧に各々変換するコンバータである。

## 【0059】

ハイパスフィルタ 15 は、第1検出光及び第2検出光の光強度に応じた各電圧波から、強度変調波(サイエンス波)の成分である高周波成分(例えば、1.0 MHz～1 GHz)のみを通過するフィルタである。動脈収縮時には、ハイパスフィルタ 15 では、図3 (b)に示す強度変調波 SWα に応じた電圧波を抽出する。動脈弛緩時には、ハイパスフィルタ 15 では、図3 (c)に示す強度変調波 SWβ に応じた電圧波を抽出する。このハイパスフィルタ 15 で抽出された電圧波は、増幅器 16 によって増幅され、位相検波器 21 に入力される。

## 【0060】

バンドパスフィルタ 17 は、第1検出光及び第2検出光の光強度に応じた各電圧波から、その直流成分のみを通過させるフィルタである。動脈収縮時には、バンドパスフィルタ 17 では、図3 (b)に示す肺臓電圧 1α を抽出する。動脈弛緩時には、ローパスフィルタ 19 では、図3 (b)に示す直流電圧 1β を抽出する。ローパスフィルタ 19 では、図3 (c)に示す直流電圧 1β を抽出する。このローパスフィルタ 19 で抽出された電圧は、増幅器 20 によって増幅され、除算器 23 に入力される。

## 【0061】

ローパスフィルタ 19 は、第1検出光及び第2検出光の光強度に応じた各電圧波から、その直流成分のみを通過させるフィルタである。動脈収縮時には、ローパスフィルタ 19 では、図3 (b)に示す直流電圧 1α を抽出する。動脈弛緩時には、ローパスフィルタ 19 では、図3 (c)に示す直流電圧 1β を抽出する。このローパスフィルタ 19 で抽出された電圧は、増幅器 20 によって増幅され、除算器 23 に入力される。

## 【0062】

位相換波器21は、第1入射光に対する第1換出光の位相ずれ及び第2入射光に対する第2換出光の位相ずれを検出する位相換波器回路であり、例えは、ホモダイヤ式やマーフィー式等によって構成される。位相換波器21では、発振器1から第1入射光の強度変調するためのライン電圧波と増幅器1から第1出射光の強度変調波成分(電圧波)とが入力される。その2つの動脈取縮時と動脈拡張時の位相ずれを各々検出する。また、位相換波器21では、発振器10から第2入射光を強度変調するためのライン電圧波と増幅器16から第2換出光の強度変調波成分(電圧波)とが入力され、その2つの動脈取縮時と動脈拡張時の位相ずれを各々検出する。この検出された位相ずれは、アナログデータコンバータ22でアナログ量からデジタル量に変換されて、データプロセッサ25に入力される。位相換波器21では、動脈取縮時と動脈拡張時を、位相ずれが最小時(収縮時)と最大時(拡張時)とで判別している。図3に示す例では、位相換波器21では、動脈取縮時に図3(1)に示す位相ずれ $\alpha$ を検出し、動脈拡張時に図3(2)に示す位相ずれ $\beta$ を検出する。

## 【0063】

なお、ホモダイヤ式の場合、高周波成分と同じ変調周波数を用いて位相換波する。ヘリオダイヤ式の場合、高周波成分に1KHz等の低い変調周波数をミキシングし、そのピートから位相換波する。

## 【0064】

除算器23は、第1換出光の脈動に因る脈動波の振幅を第1換出光の直流成分で除算及び第2換出光の脈動に因る脈動波の振幅を第2換出光の直流成分で除算する計算回路である。除算器23では、増幅器18から第1換出光の脈動波(電圧波)と增幅器20から第1換出光の直流成分の電圧 $V_1$ が入力されると、動脈取縮時と動脈拡張波の振幅は直流成分電圧で除算する。また、除算器23では、増幅器18から第2換出光の脈動波(電圧波)と増幅器20から第2換出光の直流成分の電圧 $V_2$ が入力されると、動脈取縮時と動脈拡張波の振幅は直流成分電圧で除算する。この動脈波は、アナログデータデジタルコンバータ24でアナログ量からデジタル量に変換されて、データプロセッサ25に入力される。除算器23では、動脈取縮時と動脈拡張時を、動脈波の最大時(収縮時)と最小時(拡張時)とで判別している。ちなみに、図3に示す例では、除算器23では、動脈取縮時に図3(1)に示す動脈波Pwの振幅を $\alpha$ で直流電圧 $V_1$ で除算する。なお、この除算器23で示している除算器は、赤外光の場合には式(6)の動脈拡大時の吸光度 $A_1$ と動脈収縮時の吸光度 $A_2$ との変化分 $\Delta A_1$ であり、赤色光の場合には式(7)の動脈拡大時の吸光度と動脈収縮時の吸光度との変化分 $\Delta A_2$ である。

## 【0065】

データプロセッサ25は、ヘリオビンの酸素飽和度及び濃度を演算するためのコンピュータであり、例えは、マイクロコンピュータ等で構成される。データプロセッサ25では、アナログコンバータ22、24から入力されたデジタルデータ等を一時記憶するためのメモリ25aを備えており、一時記憶しているデータに基づいて演算するとともに演算したデータを一時記憶する。データプロセッサ25では、アナログデータデジタルコンバータ24から入力された赤外光の吸光度の変化分 $\Delta A_1$ と赤色光の吸光度の変化分 $\Delta A_2$ に基づいて、式(8)により吸光度の変化分の赤外光と赤色光との比 $\alpha$ を演算する。さらに、データプロセッサ25では、吸光度の変化分の赤外光と赤色光との比 $\alpha$ に基づいて、式(9)によりヘリオビンの酸素飽和度Y(%)を演算する。なお、式(8)、式(9)の吸光度値は、定数である。

## 【0066】

また、データプロセッサ25では、アナログデータデジタルコンバータ22から入力された動脈収縮時の位相ずれ $\alpha$ と動脈拡張時の位相ずれ $\beta$ とに基づいて、動脈拡張時の第1換出光(又は第2換出光)と動脈収縮時の第1換出光(又は第2換出光)との位相変化 $\alpha - \beta$ (= $\beta - \alpha$ )を演算する(図3(1)、(2)参照)。さらに、データプロセッサ25では、位相変化 $\alpha - \beta$ に基づいて、以下に示す式(14)により動脈血管内の最大時の光路長と最小時の光路長との差(拡張時の動脈血管径と収縮時の動脈血管径との差)△D

を計算する。なお、式(1-4)に示す屈折率nは、定数である。また、式(1-4)に示す強度変調周波数fは、強度変調する際のサイン波の周波数である。

【0067】

【数7】

$$\Delta D = \frac{\Delta \phi \times S}{3.6 \times 10 \times n \times f}, \dots \quad (1-4)$$

△φ：動脈拡張時の検出光と動脈収縮時の検出光との位相変化

n：動脈血管中の屈折率

f：強度変調周波数

S：光強

【0068】

例えば、強度変調周波数fが1GHz、位相変化△φが1°の場合、式(1-4)より、光路長差△Dが0.63mmとなる。但し、動脈血管中の屈折率は、1.33である。

【0069】

さらに、データプロセッサ25では、アナログ-デジタルコンバータ24から入力された赤外光の強度の変化分△A<sub>1</sub>と演算したヘモグロビンの濃度飽和度Y及び度Y及び最大の光路長との差△Dに基づいて、式(1-0)によりヘモグロビンの濃度(C<sub>1</sub>g/dl)を演算する。あるいは、データプロセッサ25では、アナログ-デジタルコンバータ24から入力された赤外光の強度の変化分△A<sub>2</sub>と演算したヘモグロビンの濃度飽和度Y及び度Y及び最大の光路長との差△Dに基づいて、式(1-1)によりヘモグロビンの濃度(C<sub>2</sub>g/dl)を演算する。

【0070】

必要な場合には、データプロセッサ25では、演算したヘモグロビンの濃度飽和度Y及び度Y及び濃度C<sub>1</sub>に基づいて、式(1-2)により飽和化ヘモグロビンの濃度C<sub>0</sub>(g/dl)を演算する。また、データプロセッサ25では、演算したヘモグロビンの濃度飽和度Y及び度Y及び濃度C<sub>1</sub>に基づいて、式(1-3)により還元ヘモグロビンの濃度C<sub>1</sub>(g/dl)を演算する。

【0071】

ディスプレイドライバ26は、データプロセッサ25で演算したヘモグロビンの濃度飽和度Y及び度Y及び濃度C<sub>1</sub>を表示するために、ディスプレイ27を駆動するドライバである。

【0072】

ディスプレイ27は、表示本体2の表示部2aに表示するヘモグロビン濃度飽和度(S<sub>aO<sub>2</sub></sub>%)、ヘモグロビンの濃度(Hb:g/dl)の各数値を表示する液晶ディスプレイである。

【0073】

図1乃至図3参照して、パルスオキシメータ1Aの動作について説明する。

【0074】

プローブ3の開口部3aから挿入穴に指Fが挿入され、表示本体2の電源スイッチ2bがオンされると(図1参照)、パルスオキシメータ1Aでは、サイン波によって強度変調した第1射光(赤外光)と第2射光(赤色光)と指Fに射出する(図3(a)参照)。第1射光と第2射光とは、指F内の動脈血以外では一定の吸光度によって同様に吸光されが、動脈血ではヘモグロビンの濃度飽和度に応じて異なる吸光度(ヘモグロビン濃度に応じた吸光度)で各々吸光される。また、第1射光及び第2射光は、動脈の脈動に応じて射出時に比べて位相がずれて射出される。したがって、指Fから出る強度変調された赤外光と赤色光は、ヘモグロビンの濃度飽和度に応じて異なる光強度を有し、動脈収縮時と動脈拡張時とで異なる光強度及び位相ずれを有してする。

【0075】

指Fから赤外光及び赤色光が当ると、パルスオキシメータ1Aでは、赤外光(第1射出光

)を受光して電流量に変換し、赤色光(第2検出光)を受光して電流量に変換する(図3(b)、(c)参照)。そして、パルスオキシメータ1Aでは、第1検出光及び第2検出光の電流量を電流量に変換後、その各電流量から强度変調成分、動脈の脈動に起因した成分、直流成分に分離して抽出する。さらに、パルスオキシメータ1Aでは、强度変調成分に基づいて、第1入射光に対する第1検出光(又は第2入射光に対する第2検出光)の動脈収縮時の位相ずれ及び動脈拡張時の位相ずれを抽出する(図3(b)、(c)参照)。また、パルスオキシメータ1Aでは、動脈の脈動に起因した成分及び直流成分に基づいて、動脈収縮時ににおける第1検出光の脈動に対する脈動の振幅△1を第1検出光の直流成分 $I_1$ 、△ $d$ で算出した吸光度の変化△ $A_1$ 及び第2検出光の脈動に起因する動脈の振幅△ $1$ を第2検出光の直流成分 $I_2$ で算出した吸光度の変化△ $A_2$ を求める。

## 【0076】

そして、パルスオキシメータ1Aでは、赤色光の吸光度の変化△ $A_1$ と赤色光の吸光度の変化△ $A_2$ とに基づいて、式(8)により吸光度の変化△ $A$ を演算し、さらに、式(9)によりヘモグロビンの濃度 $Y$ (%)を演算する。また、パルスオキシメータ1Aでは、動脈収縮時の位相ずれ△ $d$ と動脈拡張時の位相ずれ△ $d$ とに基づいて、動脈拡張時の第1検出光(又は第2検出光)と動脈収縮時の第1検出光(又は第2検出光)との位相変化△ $d$ ((シーケンス))を演算し、式(14)により動脈血管内の最大時の光路長と最小時の光路長との差△ $D$ を演算する。さらに、パルスオキシメータ1Aでは、赤色光の吸光度の変化△ $A_1$ (又は、赤色光の吸光度の変化△ $A_2$ )、ヘモグロビンの濃度 $Y$ 及び最大時の光路長と最小時の光路長との差△ $D$ に基づいて、式(10)(又は、式(11))によりヘモグロビンの濃度 $C$ ( $s/d$ )を演算する。

## 【0077】

そして、パルスオキシメータ1Aでは、演算したヘモグロビンの酸素飽和度 $Y$ (%)及び濃度 $C$ ( $s/d$ )を表示する。

## 【0078】

このパルスオキシメータ1Aによれば、赤外光及び赤色光をサイン波で強度変調して指Fに入射し、動脈収縮時に動脈拡張時ににおける光路差に因る位相変化を検出することにより、動脈収縮時の動脈血管と動脈拡張時の動脈血管との位相差を求めることができる。その血管差によりヘモグロビンの濃度を算出することができる。そのため、パルスオキシメータ1Aでは、採血を行うことなく、非侵襲的にヘモグロビンの濃度を算出することができる。そのため、パルスオキシメータ1Aでは、ヘモグロビンの濃度を算出することができる。また、パルスオキシメータ1Aでは、従来のパルスオキシメータに强度変調をする手段や位相ずれを検出する手段等を設けるだけなので、装置を小型かつ安価に構成でき、屋外を含む各種運動施設や家庭等での使用も可能である。

## 【0079】

パルスオキシメータ1Aでは、位相検波器21によって第1入射光に対する第1検出光の動脈収縮時の位相ずれと動脈拡張時の位相ずれ及び第2入射光に対する第2検出光の動脈収縮時の位相ずれと動脈拡張時の位相ずれを検出することができ、その検出した動脈収縮時の位相ずれと動脈拡張時の位相ずれにより動脈収縮時と動脈拡張時の位相変化を簡単に算出することができる。また、パルスオキシメータ1Aでは、ハイパスフィルタ15、パンドバイパスフィルタ17、ローパスフィルタ19によって検出光を强度変調成分、動脈の脈動に起因した成分と直流成分とに簡単に分離及び抽出できる。

## 【0080】

第2の実施の形態について説明する。図1及び図4乃至図6を参照して、第2の実施の形態に係るパルスオキシメータ1Bの構成について説明する。図4は、第2の実施の形態に係るパルスオキシメータ1Bの構成図である。図5は、図4のパルスオキシメータにおける光波形である。(a)が入射光の波形であり、(b)が動脈収縮時の検出光の波形であり、(c)が動脈拡張時の検出光の波形である。図6は、図4のパルスオキシメータにおける検出光を積分した積分強度による積分波形であり、(a)が動脈収縮時の検出光の波形で

あり、(b)が動脈並時の検出光の波形である。

#### 【0081】

パルスオキシメータ1Bは、第1検査光としての赤外光(940 nm)及び第2検査光としての赤色光(660 nm)をパルス駆動し、そのパルス駆動した赤外光の第1入射光及び赤色光の第2入射光を指Fに射する。そして、パルスオキシメータ1Bでは、指Fから出た赤外光(第1検出光)及び赤色光(第2検出光)を検出し、その第1検出光及び第2検出光に基づいてヘモグロビンの酸素飽和度及び濃度を算出する。そのため、パルスオキシメータ1Bは、トリガ発光器30、2波長用パルス光源駆動回路31、光源32、検出器33、増幅器34、時間重心検出器35、アナログ・デジタルコンバータ36、積分器37、パンチスフィルタ38、ローパスフィルタ39、除算器40、アナロード・デジタルコンバータ41、データプロセッサ42、ディスプレイドライバ43、ディスプレイ44を備えている。なお、光源32及び検出器33がプローブ3に設けられ、それ以外のものが装置本体2に設けられる。

#### 【0082】

なお、第2の実験の形態では、トリガ発光器30、2波長用パルス光源駆動回路31及び光源32の第1入射手段及び第2入射手段に相当し、検出器33が第1検出手段及び第2検出手段に相当し、時間重心検出器35が時間検出手段に相当し、積分器37が積分手段に相当し、パンチスフィルタ38が第4フルタに相当し、ローパスフィルタ39が第5フルタに相当し、データロセッサ42が処理手段に相当する。

#### 【0083】

トリガ発光器30は、赤外光及び赤色光をパルス駆動するためのトリガ信号を一定の周期間で繰り返し発生させる発光器である。パルス駆動では繰り返しパルスを発生させるので、そのパルスの発振周波数(トリガ信号の発振周波数)は、脈拍より十分に高い周波数である数10 Hz～数100 Hz程度の周波数とする。

#### 【0084】

2波長用パルス光源駆動回路31は、光源32を駆動する回路である。2波長用パルス光源駆動回路31では、光源32の赤外光及び赤色光を発生させ、トリガ発光器30で発生したトリガ信号により赤外光及び赤色光を各パルス駆動し、パルス駆動した第1入射光(赤外光)及び第2入射光(赤色光)を生成する。第1入射光と第2入射光とは、図5(a)に示す光路形を有し、同じ光強度と同じ発振周波数に応じて繰り返し発振するインパルス光である。なお、第1入射光と第2入射光とは、同一の発振タイミングでもよいし、異なる発振タイミングでもよい。

#### 【0085】

光源32は、940 nmの波長を有する赤外光と660 nmの波長を有する赤色光とを発生する2種の光素からなり、例えば、レーザダイオードや発光ダイオードで構成される。光源32では、発生した赤外光及び赤色光が2波長用パルス光源駆動回路31によって各々パルス駆動され、赤外光からなる第1入射光及び赤色光からなる第2入射光を指Fに向かって各々射出する。

#### 【0086】

検出器33は、940 nmの波長を有する赤外光と660 nmの波長を有する赤色光とを光電変換する2個の光電変換素子からなり、例えば、フォトダイオードや光電子増倍管で構成される。検出器33では、指Fから出た赤外光(第1検出光)及び赤色光(第2検出光)を各々受光し、その光強度に応じた電流量に各々変換する。

#### 【0087】

第1検出光及び第2検出光は、生体内(指F)での散乱及び吸収によって、第1入射光あるいは第2入射光に対して時間的に遅れて検出されるとともに光強度が減少する。第1検出光及び第2検出光は、図5(b)に示すような回路の光路形を有し、時間的に広がった波形となる。また、第1検出光及び第2検出光は、ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて光強度が変化する。第1検出光の光強度が大きい場合にはヘモグロビンの酸素飽和度が小さく、第2検出光の光強度が大きい場合にはヘモグロビンの酸素飽和度が大きい。

## 【0088】

動軸収縮時には、第1極出光及び第2極出光は、動脈血管径が最小となるので、光路長が短くなり、図5 (b) に示すように、時間差れ ( $t\alpha$ ) が最小となるとともに、血流量の減少によって光吸収が減少し、検出される光強度が最大となる。動軸拡張時には、第1極出光及び第2極出光は、動脈血管径が最大となるので、光路長が長くなり、図5 (c) に示すように、時間差れ ( $t\beta$ ) が最大となるとともに、血流量の増加によって光吸収が増加し、検出される光強度が最小となる。

## 【0089】

なお、図5 (b)、(c) に示す時間差れ  $t\alpha$ 、 $t\beta$  は、第1入射光及び第2入射光のイシナルス光の入射時間  $t_1$  から第1極出光は第2極出光の波形の重心時間  $t_2\alpha$ 、 $t_2\beta$  までの時間である。この重心時間  $t_2\alpha$ 、 $t_2\beta$  は、時間的な広がりを有する第1極出光や第2極出光における検出光量の二分の一となる時間である。

## 【0090】

増幅器3 4は、検出器3 4から出された第1極出光及び第2極出光の光強度に応じた電流量を測定する増幅器である。

## 【0091】

時間重心検出器3 5は、第1入射光に対する第1極出光の時間差れ及び第2入射光に対する第2極出光の時間差れを検出する検出器である。時間重心検出器3 5では、トリガ発生器3 6から第1入射光がパルス駆動するためトリガ信号と増幅器3 4から第1極出光(電流波)とが入力され、その第1極出光(重心時間)を検出し、さらに、第1入射光の入射時間から重心時間までの動軸収縮時及び動軸拡張時の時間差れを各々検出する。また、時間重心検出器3 5では、トリガ発生器3 6から第2入射光をパルス駆動するためトリガ信号と増幅器3 4から第2極出光(電流波)とが入力され、その第2極出光(重心時間)を検出し、さらに、第2入射光の入射時間から重心時間までの動軸収縮時及び動軸拡張時の時間差れを各々検出する。この検出された時間差れは、アナログ-デジタルコンバータ3 6でアナログ量からデジタル量に変換されて、データクロセッサ2 4に入力される。時間重心検出器3 5では、動脈収縮時と動脈拡張時とを、時間ずれ(最小時(収縮時)と最大時(拡張時)とで判断している。ちなみに図5 (c) に示すように、時間差れ検出器3 5では、赤外光又は白色光にして、動軸収縮時には図5 (b) に示す時間差れ  $t\alpha$  を検出し、動軸拡張時には図5 (c) に示す時間差れ  $t\beta$  を検出する。

## 【0092】

積分器3 7は、第1極出光及び第2極出光の電流波を時間積分する積分回路である。積分器3 7では、増幅器3 4から第1極出光が入力される毎にその電流量を時間積分して積分強度(検出光量)を求め、時間とともに変化する積分強度からなる積分波を生成する。また、積分器3 7では、増幅器3 4から第2極出光が入力される毎にその電流量を時間積分して積分強度(検出光量)を求め、時間とともに変化する積分強度からなる積分波を生成する。

## 【0093】

第1極出光による積分波及び第2極出光による積分波は、図6 (a)、(b) に示すような同様の波形を有し、生体内(指F)の組織及び静脈血による直流成分 (1 $\alpha$ 、1 $\beta$ ) と、動脈の脈動による周波数成分 (FW $\alpha$ 、FW $\beta$ ) とが合成された波形ととなっている。第1極出光による積分波と第2極出光による積分波とは、その動脈血に対する吸光度の違いにより、直流成分 (1 $\alpha$ 、1 $\beta$ ) と動脈の脈動による周波数成分 (FW $\alpha$ 、FW $\beta$ ) の振幅電流 (ΔI) との比率が異なるとともに、その検出光量(積分強度)が異なる。なお、図6 (a)、(b) に示す各ドットは、入射光クーブのイシナルス光の入射に対して検出される検出光の検出光量(積分器3 7で積分した積分強度)を示している。

## 【0094】

動軸収縮時には、第1極出光による積分波及び第2極出光による積分波は、動脈血管径が最小となるので、光路長が短くなり、図6 (a) に示すように、第1入射光あるいは第2入射光に対して、血流量の減少によって光吸収が減少し、検出光量が最大となる。動軸拡

強時には、第1検出光による積分波及び第2検出光による積分波は、動脈血管管が最大となるので、光路長が長くなり、図6 (b) に示すように、第1入射光あるいは第2入射光に対して、直流量の増加によって光吸收の増加し、検出光量が最小となる。

#### 【0005】

バンドパスフィルタ38は、第1検出光及び第2検出光の積分波から、動脈の脈動に起因する間波成分 (例えば、1~2Hz) のみを通過させるフィルタである。動脈収縮時には、バンドパスフィルタ38では、図6 (a) に示す脈動波PW<sub>a</sub>を検出する。動脈拡張時には、バンドパスフィルタ38では、図6 (b) に示す脈動波PW<sub>b</sub>を検出する。

#### 【0006】

ローパスフィルタ39は、第1検出光及び第2検出光の各積分波から、その直流成分のみを通過するフィルタである。動脈収縮時には、ローパスフィルタ39では、図6 (a) に示す直流成分I<sub>a</sub>を検出する。動脈拡張時には、ローパスフィルタ39では、図6 (b) に示す直流成分I<sub>b</sub>を検出する。

#### 【0007】

除算器40は、第1検出光の積分波の脈動に起因する脈動波の振幅を第1検出光の積分波の直流成分で除算する動脈回路である。除算器40では、バンドパスフィルタ38から第1検出光の積分波の脈動波とローパスフィルタ39から第1検出光の積分波の直流成分とが人力されると、動脈収縮時の脈動波の直流成分で除算する。また、除算器40では、バンドパスフィルタ38から第2検出光の積分波の脈動波とローパスフィルタ39から第2検出光の積分波の直流成分が入力されると、動脈収縮時の脈動波の直流成分で除算する。この除算結果は、アナログ・デジタルコンバータ41でデジタル量からデジタル量に変換され、データプロセッサ2に入力される。除算器40では、動脈収縮時と動脈拡張時とを、脈動波の振幅の最大時 (収縮時) と最小時 (拡張時) と判別している。ちなみに、図6に示す例では、除算器40では、赤外光及び赤色光に対して、動脈収縮時には図6 (a) に示す脈動波PW<sub>a</sub>の振幅電圧I<sub>a</sub>を直流成分I<sub>a</sub>で除算する。なお、この除算器40で算出している除算値は、赤外光の場合に式 (6) の動脈拡大時の吸光度と動脈収縮時の吸光度との変化分Δ<sub>1</sub>であり、赤色光の場合には式 (7) の動脈拡大時の吸光度と動脈収縮時の吸光度との変化分Δ<sub>2</sub>である。

#### 【0008】

データプロセッサ42は、ヘモグロビンの酸素飽和度及び直度を演算するためのコンピュータであり、例えば、マイクロコンピュータ等で構成される。データプロセッサ42では、アナログ・コンバータ36、41から入力されたデジタルデータを一時記憶するためのメモリ42aを備えており、一時記憶しているデータに基づいて演算するとともに演算したデータを一時記憶する。データプロセッサ42では、アナログ・デジタルコンバータ41から入力された赤外光の吸光度の変化分Δ<sub>1</sub>と赤色光の吸光度の変化分Δ<sub>2</sub>に基づいて、式 (8) により吸光度の変化分の赤外光と赤色光との比Δ<sub>1</sub>を演算する。さらに、データプロセッサ42では、吸光度の変化分の赤外光と赤色光との比Δ<sub>1</sub>に基づいて、式 (9) によりヘモグロビンの酸素飽和度Y (%) を演算する。なお、式 (8)、式 (9) の吸光度は、定数である。

#### 【0009】

また、データプロセッサ42では、アナログ・デジタルコンバータ36から入力された動脈収縮時の時間遅れt<sub>a</sub>と動脈拡張時の時間遅れt<sub>b</sub>とβとにに基づいて、動脈拡張時の第1検出光 (又は第2検出光) と動脈収縮時の第1検出光 (又は第2検出光) の時間変化Δt (=t<sub>b</sub>-t<sub>a</sub>) を演算する (図5 (b)、(c) 参照)。さらに、データプロセッサ42では、時間変化Δtに基づいて、以下に示す式 (15) により動脈血管内での最大時の光路長と最小時の光路長との差 (拡張時の動脈血管直径と収縮時の動脈血管直径との差) ΔD を演算する。なお、式 (15) に示す屈折率nは、定数である。

#### 【0010】

【数8】

$$\Delta D = \frac{\Delta t \times S}{n} \quad \dots \quad (15)$$

△ t : 動脈拡張時の検出光と動脈収縮時の検出光との時間変化  
n : 動脈血管中の屈折率  
S : 光束

## 【01011】

さらに、データプロセッサ4.2では、アナログ-デジタルコンバータ4.1から入力された赤外光の吸光度の変化分△A<sub>1</sub>と演算したヘモグロビンの酸素飽和度Y及び最大時の光路長と最小時の光路長との差△Dに基づいて、式(1.0)によりヘモグロビンの濃度C<sub>1</sub>(g/dl)を演算する。あるいは、データプロセッサ4.2では、アナログ-デジタルコンバータ4.1から入力された赤色光の吸光度の変化分△A<sub>2</sub>と演算したヘモグロビンの酸素飽和度Y及び最大時の光路長と最小時の光路長との差△Dに基づいて、式(1.1)によりヘモグロビンの濃度C<sub>2</sub>(g/dl)を演算する。

## 【01012】

必要な場合には、データプロセッサ4.2では、演算したヘモグロビンの酸素飽和度Y及び濃度C<sub>1</sub>に基づいて、式(1.2)により微分化ヘモグロビンの濃度C<sub>1</sub>(g/dl)を演算する。また、データプロセッサ4.2では、演算したヘモグロビンの酸素飽和度Yと濃度C<sub>1</sub>及び微分化ヘモグロビン濃度C<sub>1</sub>に基づいて、式(1.3)により還元ヘモグロビンの濃度C<sub>1</sub>(g/dl)を演算する。

## 【01013】

ディスプレイ4.4は、データプロセッサ4.2で演算したヘモグロビンの酸素飽和度Y及び濃度C<sub>1</sub>及びパルス駆動する際の発脈間数を表示するために、ディスプレイ4.4を駆動するドライバである。

## 【01014】

ディスプレイ4.4は、装置本体2の表示部2aに表示するヘモグロビンの酸素飽和度(S-aO<sub>2</sub>: %)、ヘモグロビンの濃度(Hb: g/dl)、パルスの発脈間数(Pulse Rate: pulse/min)の各数値を表示する液晶ディスプレイである。

## 【01015】

図1及び図4乃至図6参照して、パルスオキシメータ1Bの動作について説明する。

## 【01016】

プローブ3の開口部3aから挿入穴に指Fが挿入され、装置本体2の電源スイッチ2bがオンされると(図1参照)、パルスオキシメータ1Bでは、パルス駆動した第1入射光(赤外光)と第2入射光(赤色光)とを指Fに投射する(図5(a)参照)。第1入射光と第2入射光とは、指F内の潜脈血以外では一定の吸光度によって同様に吸光されるが、潜脈血ではヘモグロビンの酸素飽和度に応じた異なる吸光度かつ動脈の脈動に応じた吸光度で各々吸光される。また、第1入射光及び第2入射光は、動脈の脈動に応じて入射時に比べて時間が遅れて検出される。したがって、指Fから出たパルス駆動された赤外光と赤色光とは、ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて異なる吸光度を有し、動脈収縮時と動脈拡張時で異なる吸光度及び時間遅れを有する。

## 【01017】

指Fから赤外光及び赤色光がすると、パルスオキシメータ1Bでは、赤外光を第1検出光として受光して電流量に変換し、赤色光を第2検出光として受光して電流量に変換する(図5(b)、(c)参照)。

## 【01018】

そして、パルスオキシメータ1Bでは、第1検出光及び第2検出光の電流波に基づいて、第1入射光に対する第1検出光(又は、第2入射光に対する第2検出光)の動脈収縮時の時間遅れt<sub>a</sub>及び動脈拡張時の時間遅れt<sub>b</sub>を検出する(図5(b)、(c)参照)。

## 【01091】

また、パルスオキシメータ1Bでは、第1極出光の電流波を順次時間順分し、時間とともに変化する積分波度(極外光度)からなる積分波を生成するとともに、第2極出光の電流波を順次時間順分し、時間とともに変化する積分波度(極外光度)からなる積分波を生成する。そして、パルスオキシメータ1Bでは、第1極出光及び第2極出光の各積分波から、動脈の脈動に起因した成分、直流成分に分離して抽出する。さらに、パルスオキシメータ1Bでは、動脈の脈動に起因した成分及び直流成分に基づいて、動脈収縮時における第1極出光の動脈に起因する動脈波の差値 $\Delta_{1,1}$ 、第1極出光の直流成分 $I_1$ 、 $\alpha$ で除算した赤外光の吸光度の変化分 $\Delta_{1,1}$ 、及び第2極出光の脈動に起因する動脈波の差値 $\Delta_{1,2}$ 、 $\beta$ を第2極出光の直流成分 $I_2$ 、 $\alpha$ で除算した赤外光の吸光度の変化分 $\Delta_{1,2}$ を求める。

## 【01101】

そして、パルスオキシメータ1Bでは、赤外光の吸光度の変化分 $\Delta_{1,1}$ と赤色光の吸光度の変化分 $\Delta_{1,2}$ とにに基づいて、式(8)により吸光度の変化分の比 $\Delta_{1,1}/\Delta_{1,2}$ を演算し、さらに、式(9)によりヘモグロビンの濃度 $X$  (%)を演算する。また、パルスオキシメータ1Bでは、動脈収縮時の時間差れ $\alpha$ と動脈放張時の時間差れ $\beta$ とにに基づいて、動脈収縮時(第1極出光)及び第2極出光)と動脈放張時(第1極出光(又は第2極出光)との時間変化 $\Delta t$  ( $= t_2 - t_1 - \alpha$ )を演算し、式(10)により動脈直管内での最大時の光路長と最小時の光路長との差 $\Delta d$ を演算する。さらに、パルスオキシメータ1Bでは、赤外光の吸光度の変化分 $\Delta_{1,1}$  (又は、赤色光の吸光度の変化分 $\Delta_{1,2}$ )、ヘモグロビンの濃度 $X$  (%)及び最大時の光路長との差 $\Delta d$ に基づいて、式(10) (又は、式(11))によりヘモグロビンの濃度 $C$  (g/dl)を演算する。

## 【01111】

そして、パルスオキシメータ1Bは、演算したヘモグロビンの濃度 $C$  (g/dl)及び濃度 $C$  (g/dl)を表示する。

## 【01121】

このパルスオキシメータ1Bにより、赤外光及び赤色光をパルス駆動して指Fに入射し、動脈収縮時と動脈放張時における光路長差に起因する時間変化を検出することにより、動脈収縮時の動脈直管と動脈放張時の動脈直管との差を求めることができ、その直管差によりヘモグロビンの濃度を算出することができる。そのため、パルスオキシメータ1Bでは、採血を行うことなく非侵襲的にヘモグロビンの濃度 $X$  (%)のみならずヘモグロビンの濃度を求めることができ、安全で簡単な直管検査を行うことができる。また、パルスオキシメータ1Bは、従来のパルスオキシメータにヘモグロビン濃度を示す手段や時間差れを検出する手段等を説いていただけないので、装置も小型かつ安価に構成でき、屋外を含む各種運動施設や家庭内の使用も可能とする。

## 【01131】

パルスオキシメータ1Bでは、時間差心筋3.9によって第1射光に対する第1極出光の動脈収縮時の時間差れと動脈放張時の時間差れ及び第2射光に対する第2極出光の動脈収縮時の時間差れと動脈放張時の時間差れを検出することができ、その検出した動脈収縮時の時間差れと動脈放張時の時間差れにより動脈収縮時と動脈放張時の時間変化を簡単に算出することができる。また、パルスオキシメータ1Bでは、積分器3.7によって極出光の極出光度を求めることができ、動脈の脈動に起因した成分と直流成分とを示す積分波を生成することができる。さらに、パルスオキシメータ1Bでは、バンドパスフィルタ3.8、ローパスフィルタ3.9によって極出光による積分波を動脈の脈動に起因した成分と直流成分とに簡単に分離及び抽出できる。

## 【01141】

以上、本発明に係る実施の形態について説明したが、本発明は上記実施の形態に限定されることなく様々な形態で実施される。

例えば、本実施の形態では生体を通して生した光を検出する構成としたが、生体を反射した光を検出し、その検出光を利用してもヘモグロビン濃度等を測定する構成としてもよい。

また、本実施の形態では対象としてが、樹等の他の箇所を測定対象としてもよい。

また、本実験の形態では強度変調する際にサイン波を用いたが、方形波等の他の波形のものも用いてよい。

また、本実験の形態では変調光としては強度変調やパルス駆動（パルス光源）による変調光を用いたが、パルス光源に替えて方形波光源を使用し、その方形波による変調光を用いてよい。

【0115】

【発明の効果】

本発明によれば、動態収縮時と動態拡張時との光路長差による変調光の変化を検出する構成を有することにより、動態収縮時と動態拡張時との変調光の変化から光路長差を算出できるので、この光路長差によりヘモグロビンの濃度を算出することができる。

【0116】

特に、本発明によれば、動態収縮時と動態拡張時との光路長差による位相変化を検出する構成を有することにより、動態収縮時と動態拡張時との位相変化から光路長差を算出できるので、この光路長差によりヘモグロビンの濃度を算出することができる。

【0117】

また、本発明によれば、動態収縮時と動態拡張時との光路長差による時間変化を検出する構成を有することにより、動態収縮時と動態拡張時との時間変化から光路長差を算出できるので、この光路長差によりヘモグロビンの濃度を算出することができる。

【図面の略称】

【図1】本発明の実験の形態に係るパルスオキシメータの構成図である。

【図2】本発明の第1の実験の形態に係るパルスオキシメータの構成図である。

【図3】図2のパルスオキシメータにおける光波形であり、(a)が入射光の波形であり、(b)が動態収縮時の検出光の波形であり、(c)が動態拡張時の検出光の波形である。

【図4】本発明の第2の実験の形態に係るパルスオキシメータの構成図である。

【図5】図4のパルスオキシメータにおける光波形であり、(a)が入射光の波形であり、(b)が動態収縮時の検出光の波形であり、(c)が動態拡張時の検出光の波形である。

【図6】図4のパルスオキシメータにおける検出光を積分した積分強度による積分波形であり、(a)が動態収縮時の検出波形であり、(b)が動態拡張時の検出波形である。

【図7】頭化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光スペクトルである。

【図8】パルスオキシメータにおける吸光度を示す図である。

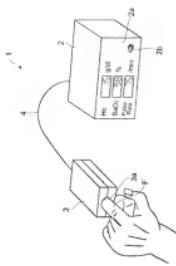
【図9】パルスオキシメータにおけるヘモグロビンの酸素飽和度に対する赤色光及び赤外光の波形を示す図である。

【図10】パルスオキシメータにおける入射光の強度と検出光の強度との関係を示す図であり、(a)が動態収縮時であり、(b)が動態拡張時である。

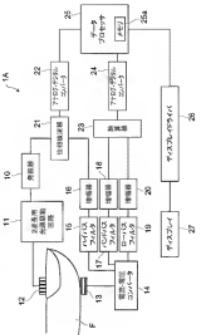
【符号の説明】

1. 1A…パルスオキシメータ、2…装置本体、2a…表示部、2b…電源スイッチ、3…フローブ、3a…開口部、4…ケーブル、10…駆動器、11…2波長用光路駆動回路、12、32…光源、13、33…絶出器、14…電流-電圧コンバータ、15…ハイパスフィルタ、16、18、20、34…増幅器、17、38…バンドパスフィルタ、19、39…ローパスフィルタ、21…位相検波器、22、24、36、41…アナログデジタルコンバータ、23、40…積分器、25、42…データプロセッサ、25a、42a…メモリ、26、43…ディスプレイドライバ、27、44…ディスプレイ、30…トリガ発生器、31…2波長用パルス光源駆動回路、35…時間重心検出器、37…積分器、F…指

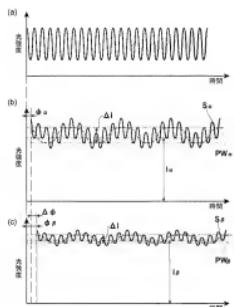
【図1】



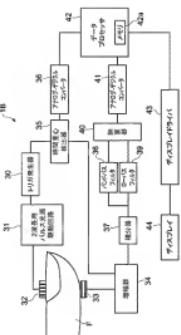
【図2】



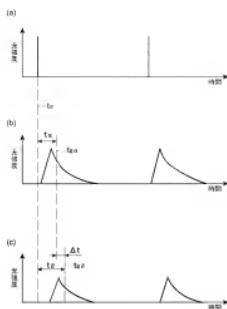
【図3】



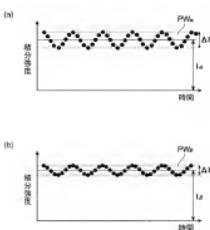
【図4】



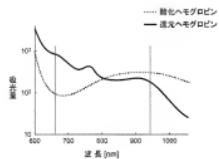
【図5】



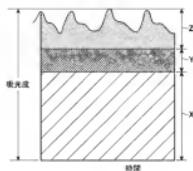
【図6】



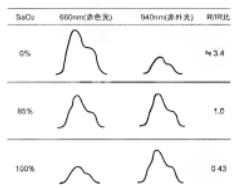
【図7】



【図8】



【図9】



【図10】

